

EE 03/00006



REC'D 23 DEC 2003  
WIPO PCT

EESTI VABARIIK

PATENDIAMET  
The Estonian Patent Office

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

TÕEND  
Certificate

Taotluse nr  
Application No **200200677**

Käesolevaga tõendatakse, et lisatud äarakiri on Patendiametile esitatud taotluse algdokumentide töene äarakiri.

This is to certify that the copy annexed hereto is a true copy from the documents of application as originally filed with the Estonian Patent Office.

Tallinn 12.12.2003

Osakonnajuhataja  
Head of Department

A handwritten signature in black ink, appearing to read "J. Mäeots".



Patendiamet tõendab, et  
The Estonian Patent Office certifies that

Tallinna Tehnikaülikool

esitas patenditaotluse nr  
filed a patent application No

P200200677

leiutisele  
entitled

Meetod ja seade elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks

Patendiametile  
with the Estonian Patent Office on

06.12.2002

Rahvusvahelise patendiklassifikatsiooni indeks  
International Class

A61B 5/05, A61C 19/04

Tallinn,

12. 12. 2003

  
Elle Mardo  
Patendiosakonna juhataja  
Head of Patent Department

## Meetod ja seade elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks

### Tehnikavaldkond

5

Leiutis kuulub elektrilise impedantsi mõõtmise tehnika valdkonda, täpsemalt elektrilise bioimpedantsi mõõtmise valdkonda, kasutades mõõtesignaalide muundamist ja nende elektroonset realiseerimist sünkroonse signaalimuundamise põhimõttel nii mõõtesignaali formeerimise kui ka mõõtetulemuse detekteerimise juures.

10

Leiutise peamiseks kasutusalaks on impedantsi mõõtmine portatiivsetes ja/või implanteeritavates meditsiinitehnika vahendites ja aparaatides, mida kasutatakse meditsiinilise diagnostika ja implanteeritud või implanteeritavate ja transplanteeritavate kudede seisundi uurimise eesmärgil. Otseselt on leiutis mõeldud kasutamiseks 15 implanteeritavates meditsiiniseadmetes, nagu adaptiivsetes südamerütmurites (*rate adaptive pacemakers*) ja kardiomonitorides ning transplanteeritud organite ja kudede monitorides.

### Tehnika tase

20

PCT patentitaotluses WO 01/19426 A2 "*Implantable Device and Method for Long-Term Detection and Monitoring of Congestive Heart Failure*" on kirjeldatud südamerütmurisse monteeritud mõõteseadet, mis jälgib südame veresoonkonna ja kopsuvereringe tüsistusi. Meetod põhineb mitmete erivat tüüpi signaalide 25 (nelinurksignaal, siinussignaal, impulss-signaal, muutuva sagedusega signaal) voolu / pingesignaali juhtimisele läbi bio-objekti ja selle elektrilise reaktsiooni reaalkomponendi (sünfaasse komponendi) ning imaginaarkomponendi (kvadraatuurkomponendi) mõõtmisel. Seade mõõdab südame veresoonkonna takistuse ja kopsuvereringe impedantsi muutusi objekti läbiva voolu, objektil tekkiva pingelangu ja 30 nendevahelise faasinihke mõõtmise kaudu.

Leiutistes WO 00/57953 ja WO 00/57954 "*A Rate Adaptive Pacemaker*" kasutatakse bioimpedantsi mõõtmise seadet südamerütmuri töö adaptiivse juhtimise jaoks vajaliku informatsiooni saamiseks südamelihase energеetilise bilansi kohta.

- USA patentis US-5 759 159 "*Method and Apparatus for Apical Detection with Complex Impedance Measurement*" (2. juuni, 1998), kirjeldatakse digitaalset kiiret Fourier' teisendust kasutavat bioimpedantsi mõõtmise seadet, mille abil leitakse üles 5 hambajuure põhi. Meetod põhineb prooviku ja objekti vahelise elektrilise impedantsi amplitudi- ja faasikarakteristiku mõõtmisel, milleks kasutatakse mitmesagedusliku ergutussignaali ja Fourier' teisendusel põhinevat signaalikomponentide amplituudi ja faasi määramise meetodit.
- 10 Kirjeldatud lahenduste üldiseks puuduseks on nende elektroonikalülituste keerukus ja sobimatus implanteerimiseks.
- Tänapäeva mikroelektroonika on sobiv lülitirežiimsete analoog- või digitaallülituste kasutamiseks. Sellised lülitused valmistatakse CMOS tehnoloogias, mis eristub oma 15 erakordsest väikese energiatarbe pooltest. See omadus on otsustava tähtsusega implanteeritavate seadmete korral, mis peavad aastaid töötama ühe ja sama toiteallikaga.
- Kahjuks aga põhjustab impulss-signaalidega opereeriv lülitirežiimne elektroonika 20 eksitavaid mõõtevigu ja tulemuste määramatust impulss-signaalides sisalduvate kõrgemate harmooniliste tõttu. Teoreetiliselt eeldab impedantsi mõõtmise puhaste harmooniliste signaalide kasutamist. Kuid elektroonika seisukohalt lihtsamad nelinurksed signaalid toovad sisse tõsiseid mõõtevigu [M.Min, T.Parve, "Improvement of the vector analyser based on two-phase switching mode 25 synchronous detection", *Measurement*, Vol.19 (1996), No.2, pp.103-111].
- Probleemist ülesaamiseks on kasutusele võetud ribafiltriid, mille abil püütakse eraldada signaali põhiharmoniline ja suruda maha kõrgemad harmoonilised. See võte aitab probleemi lahendada vaid osaliselt, sest suure hüveteguriga ribafiltriid on väga 30 ebastabiilse faasikarakteristikuga. Tülikas on samuti nende filtrite täpne ümberhäällestamine.

Leiutisele kõige lähedasem ja tehnilise tulemuse poolest kõige sarnasem on lahendus

(prototüüp), mis on esitatud USA patentis US-5 063 937, A61B 5/05, "Multiple frequency bio-impedance measurement system", B.N.Ezenwa, W.P.Couch, Nov.12, 1991. Selles leiutises on esitatud elavkoe takistuse mitteinvasiivsel viisil mõõtmise seadme lahendus, mille kohaselt bioimpedantsil ergutussignaali poolt põhjustatud 5 signaali huvipakkuv komponent (aktiivne või reaktiivne) detekteeritakse sünkroondetektori abil, mille tugsinaaliks on vastavalt ergutussignaaliga sünfaasne või kvadratuurne nelinurksignaal.

Seade põhineb lülitrežiimsel nelinurkimpulsside generaatoril, kuid enne objekti 10 sisendile andmist läbib ergutussignaal valitud töösagedusele seadistatava suure hüveteguriga ribafiltri, mis filtreerib välja lähtesignaali kõrgemad harmoonilised, vähendades seega oluliselt kõrgemate harmooniliste osa sünkroondetektorile antavates signaalides ja seega ka kõrgematest harmoonilistest tingitud mõõtevigu.

15 Selle lahenduse olulisemad puudused on järgmised:

Ribafiltri täpne signaali sagedusele häällestamine on keerukas protseduur ja tulemus on ebastabiilne, mistõttu selles tekkiv faasinihe tuleb kompenseerida keerukate lisalülituste kasutamisega. Sellise lahenduse puhul kujuneb skeemiliselt keerukaks ja aparatuurset 20 suuremahuliseks ergutussignaali formeerimise osa.

Probleeme tekib ka tugsinaali formeerimise osas, sest sünkroondetektorile vajalik nelinurkne tugsinaal tuleb suure hüveteguriga filtri poolt põhjustatud faasivigade mõju kõrvaldamiseks uuesti formeerida filtri poolt praktiliselt puhtaks siinussignaaliks 25 filtreeritud ergutussignaalist. Seda tüüpi funktsioonide täitmiseks möeldud plokid suurendavad liigselt aparatuurset mahtu, mis on ebasoovitavimplanteeritavates meditsiiniseadmetes kasutatavates väikese voolutarbega ja kompaktsetes mõõtevahendites.

30 Paljude aktiivrežiimis töötavate plokkide tõttu ei sobi antud lahendus ka realiseerimiseks tänapäevases lülitrežiimses CMOS tehnoloogias.

## Leiutise olemus

Leiutise eesmärgiks on elektrilise impedantsi või juhtivuse mõõtmise täpsuse suurendamine signaalide lülitirežiimse sünkroonse formeerimise ja detekteerimise 5 kasutamise korral nii analoog kui ka numbrilise signaalitötluse puhul, säilitades selle juures meetodile iseloomuliku lihtsuse ja vastavalt ka seda realiseeriva mõõteseadme lihtsuse ja väikese energiatarbe. Täpsuse suurendamiseks kõrvaldatakse või nõrgestatakse oluliselt efekte, mille põhjustajateks on nii nelinurksignaalides sisalduvad 10 kõrgemad paaritud harmoonilised kui ka tavalahendustes kasutatavad sünkroondetektorite tundlikkus sisendsignaali kõrgemate harmooniliste suhtes.

- Eriti suurt mõju avaldavad seejuures sisendsignaali põhisagedusele kõige lähemal olevad ja kõige suuremat amplituudi omavad, esimesse dekaadi jäavad paaritud harmoonilised, s.t. harmoonilised järjekorranumbritega 3, 5, 7 ja 9. Näiteks võib 15 nelinurksignaali 3. harmoonilisest, mille amplituud moodustab  $1/3$  põhiharmoonilise väärustest, tingitud mõõteviga anda uuritavas sagedusalas konstantse takistuse korral sünkroondetekteerimisel mõõtevea kuni  $1/9$  ehk 11%. Kõikide paaritute harmooniliste poolt põhjustatud mõõteviga ulatub aga 24 protsendini.
- 20 Peale selle tekivad mittesiinuseliste signaalide kasutamisel ka faasivead, mis jäavad amplituudiveast suhteliselt väiksemateks, kuid arvestades bioimpedantsi seda iseärasust, et faasinihke väärus jäab üldreeglina alla 45 kraadi, on ka mõnekraadiline faasiviga juba ligi 10% suurusjärku ulatuv suhteline viga.
- 25 Meetodi olemus seisneb selles, et harmooniliste koosseisu vähendamiseks viakse sümmeetrilisse bipolaarsesse impulsikujulisesse perioodilisesse signaali sisse teatud kestuse ja nullväärusega lõigud (joonis fig 2A).
- 30 Nullväärusega lõigud määräatakse selliselt, et näiteks ergutussignaali spektris puuduks 3. harmooniline ja sünkroondetektori juhtsignaali spektris puuduks 5. harmooniline. Vastavalt lühendatud impulsiga bipolaarse nelinurksignaali avaldisele

$$f(x) = \frac{4a}{\pi} \left[ \frac{\cos b}{1} \sin x + \frac{\cos 3b}{3} \sin 3x + \frac{\cos 5b}{5} \sin 5x + \dots \right] = \frac{4a}{\pi} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\cos(2n+1)b}{2n+1} \times \sin(2n+1)x,$$

kus:

a on nelinurksignaali amplituudväärus ja

b on impulsi lühenemist iseloomustav suhteline suurus, mis omab väärusti vahemikus

5  $b = 0 \dots \pi/2$ ,

omandavad nullise vääruse ainult need summa liikmed, mille korral koosinuse argument  $(2n+1)b$  on  $\pi/2$  paarituarvuline kordne:

10

$$(2n+1)b = \frac{\pi}{2} \times (2n+1).$$

Kuna mittesiinuseliste perioodiliste signaalide korral põhjustavad sünkroondetekteerimise vea suurima amplituudiga kõrgemad harmoonilised, siis saab kirjeldatava meetodi jaoks sobivad nullväärusega lõikude kestused b leida järgnevatest

15 lihtsustatud tingimustest:

3. harmoonilise kõrvaldamiseks  $3b = \pi/2$ , milles  $b = \pi/6$  ehk  $30^\circ$

5. harmoonilise kõrvaldamiseks  $5b = \pi/2$ , milles  $b = \pi/10$  ehk  $18^\circ$ .

20 Antud meetodi korral on esimeseks ergutussignaalis ja tugsignalis kokkulangevaks kõrgemaks harmooniliseks 7. harmooniline, mis vähendab sünkroondetekteerimisel tekkivat viga lähtevariandiga võrreldes umbes ühe suurusjärgu võrra (lähtevariandi viga on vahemikus  $-13\dots+24\%$ , uue meetodi puhul aga vahemikus  $-1,8\dots+2,5\%$ ), mis rahuldab enamikku praktikas ettetulevaid juhtumeid.

25

Vastav seade bio-objektide elektrilise impedantsi mõõtmise täpsuse suurendamiseks sisaldab täiendavaid plokke, mille funktsioniks on nii bio-objekti ergutussignaali kui ka sünkroondetektori tugsignaali impulsside kestuse lühendamine eelnevalt kindlaksmääratud, signaali perioodiga proportsionaalse ajavahemiku võrra, kusjuures

30 need lõigud on ergutussignaali ja tugsignaali puhul erineva kestusega.

## Jooniste loetelu

Joonisel fig 1 on esitatud elektrilise bioimpedantsi mõõtmise meetodi graafiline selgitus, oluliste sisendite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,

5

joonisel fig 2A on toodud erinevalt lühendatud impulsiga nelinurksignaalid,

joonisel fig 2B on toodud joonisel fig 2A näidatud lühendatud impulsiga nelinurksignaalide spektrid,

10

joonisel fig 3 on toodud bioimpedantsi mõõtemeetodile vastava kvadruatuursete komponentide kahekanalilise mõõteseadme põhimõtteline skeem,

15

joonisel fig 4 on esitatud nihkeregistril ja kvadruuurtrigeritel põhineva nelinurksignaalide generaatori põhimõtteline skeem,

joonisel fig 5 on toodud joonisel fig 4 esitatud nelinurksignaalide generaatori signaalide epüürid, abinooltega on näidatud bio-objektile ja sünkroondetektorite juhtsisenditele antavate juhtsignaalide formeerimise protseduur,

20

joonisel fig 6 on esitatud bipolaarse nelinurksignaali formeeri ja põhimõtteline skeem, oluliste sisendite ja väljundite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,

25

joonisel fig 7 on esitatud lühendatud impulsi formeeri ja põhimõtteline skeem, oluliste sisendite ja väljundite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,

joonisel fig 8A on esitatud analoogkorrutil põhineva sünkroondetektori põhimõtteline skeem, oluliste sisendite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid,

30

joonisel fig 8B on esitatud lülitirežiimsel korрутil põhineva sünkroondetektori põhimõtteline skeem, oluliste sisendite juures on näidatud vastavate signaalide pingepüürid.

## Meetodi teostamise näide

Joonisel fig 1 on kujutatud bio-objekti elektrilise impedantsi mõõtmise meetodit. Bio-objektile 1 sisendile 11 rakendatakse sümmeetriline bipolaarne impulsikujuline 5 perioodiline ergutussignaal (elektrivool või –pinge) (joonis fig 2A), sellele vastav bio-objekti reaktsioon on mõõdetav väljundilt 12, mis ühendatakse sünkroondetektori 200 sisendiga 201. Sünkroondetektori 200 tugiisendile 202 rakendatakse samuti sümmeetriline bipolaarne impulsikujuline perioodiline ergutussignaal, kuid mis oma spektraalkoostiselt erineb biobjekti 1 sisendile 11 antavast ergutussignaalist.

10

Impulss-signaalide korrumamine põhjustab eksitavaid mõõtevigu ja tulemuste määramatust neis sisalduvate kõrgemate harmooniliste tõttu, seepärast on antud lahenduses kasutusele võetud lühendatud impulsi formeerija 220 (joonis fig 7), mille ülesandeks on bipolaarsesse nelinurksignaali sisse viia teatud kestusega nullväärtsusega 15 lõik nii, signaali spektrist kõrvaldada teatud spektrikomponendid. Mõõtevea maksimaalseks vähendamiseks tuleb ergutussignaali ja sünkroondetektori tugiisignaali sisse viia erineva kestusega nullväärtsusega lõigud (joonis fig 2A) nii, et nende signaalide spektrite esinevad väljalõiked paiknevad harmooniliste teljel erinevatel kohtadel, kindlustades sellega, et mõõteviga põhjustavate kokkulangevate 20 spektrikomponentide (joonis fig 2B) arv oleks minimaalne.

Näiteks, kui ergutussignaali viia sisse nullväärtsusega lõik kestusega  $b = \pi/10$  ehk  $18^\circ$ , siis puuduvad ergutussignaalis harmoonilised numbritega 5, 15, 25,... ja kui sünkroondetektori tugiisignaali viia sisse nullväärtsusega lõik kestusega  $b = \pi/6$  ehk  $30^\circ$ , 25 siis puuduvad tugiisignaalis harmoonilised numbritega 3, 9, 15,... ning esimesed neis signaali spektrites nullist erineva amplituudiga kokkulangevad harmoonilised on 7-ndad harmoonilised (joonis fig 2B), mis määrapavad ka suurima osa jääkmõõteveast.

Võrreldes tehnika taseme tuntud lahendustes kasutatavate nelinurksignaalidega annab 30 käesolev meetod umbes ühe suurusjärgu võrra väiksema mõõtevea sünkroondetektori 200 väljundis 203 (maksimaalne mõõteviga väheneb 24%-lt 2,5%-ni), mis on vastuvõetav veatase enamikes reaalsetes antud valdkonna mõõtmistes.

## Seadme teostamise näide

Joonisel fig 3 kujutatud seade bio-objekti 1 elektrilise impedantsi mõõtmiseks koosneb kahest realisatsioonilt identsest kuid funktsionaalselt ühenduselt erinevast kvadratuursetest mõõtekanalist 2 ja 2' ning kvadratuursete juhtsignaalide formeerijast 3, mis koosneb kvadratuursete juhtsignaalide generaatorist 300 ja kahest bipolaarse nelinurksignaali formeerijast 320 ja 320', mille vastavad sisendid 321 ja 321' on vastavalt ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 kvadratuurväljunditega 331 ja 335. Bipolaarse nelinurksignaali formeerija 320 väljund 322 on ühendatud lühendatud impulsi formeerija 220 sisendiga 221 ja samuti ka lühendatud impulsi formeerija 220'' sisendiga 221''. Bipolaarse nelinurksignaali formeerija 320' väljund 322' on ühendatud lühendatud impulsi formeerija 220' sisendiga 221'.

Mõõtekanal 2 koosneb sünkroondetektorist 200 ja lühendatud impulsi formeerijast 220, mille väljund 223 on ühendatud sünkroondetektori 200 sisendiga 202 ning mille teine sisend 222 on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 abisignaali teise väljundiga 333. Sünkroondetektori 200 sisend 201 on ühendatud bio-objekti 1 väljundiga 12 ning mille väljund 203 on ühtlasi ka seadme esimene väljund.

Mõõtekanal 2' koosneb sünkroondetektorist 200' ja lühendatud impulsi formeerijast 220', mille väljund 223' on ühendatud sünkroondetektori 200' sisendiga 202' ning mille teine sisend 222' on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 abisignaali väljundiga 334. Sünkroondetektori 200' sisend 201' on ühendatud bio-objekti 1 väljundiga 12 ning mille väljund 203' on ühtlasi ka seadme teine väljund.

Bio-objektile 1 ergutussignaali andva lühendatud impulsi formeerija 220'' teine sisend 222'' on ühendatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori 300 abisignaali väljundiga 332 ning väljund 223'' bio-objekti 1 sisendiga 11.

Kvadratuursete juhtsignaalide formeerija 3 (joonis fig 4) koosneb etteantud jätku reversiivsest nihkeregistrist 301 ning kvadratuurtrigeritest 302 ja 303, mille üleandeks on formeerida põhisageduslikud nelinurksed kvadratuursignaalid 331 ja 335 ning kahekordse sagedusega abisignaalid 333 ja 334 nende nelinurksignaalide lühendamiseks, samuti ka abisignaal 332 bio-objekti 1 ergutava nelinurksignaali

lühendamiseks. Joonisel fig 5 on esitatud kvadratuursete juhtsignaalide generaatori tööd selgitavad signaalide epüürid.

Bipolaarse nelinurksignaali formeerija 320 (joonis fig 6) koosneb kahepositsioonilisest lülitist 323, mida juhitakse sisendi 321 kaudu ning mille esimene sisend 324 on ühendatud positiivse tugipingega  $+V_T$  ja teine sisend 325 on ühendatud sama suure kuid vastandmärgilise tugipingega  $-V_T$  ning mille ülesandeks on kvadratuursete juhtsignaalide generaatorist 300 saadav nelinurksignaal formeerida bipolaarseks nelinurksignaaliks.

Lühendatud impulsi formeerija 220 (joonis fig 7) koosneb kahepositsioonilisest lülitist 224, mida juhitakse sisendi 222 kaudu ning mille esimene sisend 225 on ühendatud maaga ja teine sisend 226 on ühendatud sisendiga 221 ning mille ülesandeks on sisendile antava bipolaarse nelinurksignaali impulsside lühendamine vastavalt kvadratuursete juhtsignaalide generaatorist 300 antud abisignaalile.

Vastavalt vajadusele on sünkroondetektor 200 koostatud kas analoogkorruti 204 (joonis fig 8A) või lülitirežiimse korruti 205 (joonis fig 8B) baasil, mis koosneb kolmepositsioonilisest lülitist 250, positiivse ülekandega  $+K$  võimenduselementist 251, mille väljund 253 on ühendatud lülit 250 esimese sisendiga 255 ja negatiivse ülekandega  $-K$  võimenduselementist 252, mille väljund 254 on ühendatud lülit 250 kolmanda sisendiga 257. Lülit 250 teine sisend 256 on vastavalt vajadusele kas jäetud ühendamata või ühendatud maaga, kindlustades sellega sünkroondetektori 200 nullise ülekande vastavalt tugisisendile 202 antava bipolaarse nelinurksignaali nullväärtsusega lõigu asukohale ja kestusele.

Kahe kvadratuurse mõõtekanaliga mõõteseade (joonis fig 3) töötab järgnevalt: bio-objekti ergutatakse lühendatud impulsiga bipolaarse nelinurksignaliga, millele vastavat bio-objekti elektrilist reaktsiooni mõõdetakse kahe realisatsioonilt identse kuid funktsionaalselt ühenduselt erineva mõõtekanaliga, milles üks kanal mõõdab impedantsi  $Z = R + jX$  reaallosa  $R$  ja teine kanal mõõdab impedantsi imaginaarosa  $X$ .

nelinurksignaalid (joonis fig 5) ja kahekordse sagedusega abisignaalid kvadratuursete nelinurksignaalide impulsside ja ergutussignaali impulsside lühendamiseks genereeritakse kvadratuursete juhtsignaalide generaatoris 300. Kvadratuurtrigerite väljundist saadavatest signaalidest formeeritakse bipolaarse nelinurksignaali 5 formeerijates (joonis fig 6) 320 ja 320' bipolaarsed nelinurksignaalid, millesse lühendatud impulsi formeerijates (joonis fig 7) 220, 220' ja 220'' viiakse sisse abisignaalide põhjal ettemääratud kestusega nullväärtsusega lõigud, mis on vajalikud signaali spektritest 3. ja 5. harmoonilise kõrvaldamiseks.

- 10 Mõõtekanal koosneb sünkroondetektorist, mis võib olla vastavalt vajadusele realiseeritud kas analoogkorruti (joonis fig 8A) või lülitirežiimse korruti (joonis fig 8B) baaasil. Mõlemal juhul antakse sünkroondetektori tugisisendile lühendatud impulsiga bipolaarne nelinurksignal, millega analoogkorruti puhul korrutatakse otsestelt mõõdetavat signaali ning millega lülitirežiimse korruti korral juhitakse 15 kolme positsioonilist lülitit. Tavaliselt järgneb sünkroondetektorile veel antud taotluses mitte näidatud madalpääsfiltreid ja võimendeid sisaldav ahel, mille ülesandeks on eraldada sünkroondetektori väljundsignaalist soovitav mõõtetulemus ning võimendada see järgnevatele seadmetele vastuvõetava tasemeni.

## **Patendinõudlus**

1. Meetod elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks, mis seisneb bio-objektile välise elektrilise mittesiinuselise ergutussignaali andmises ja bio-objekti elektrilise reaktsiooni 5 mõõtmises sünkroondetektorit sisaldavas ahelas, e r i n e b s e l l e p o o l e s t , et nii bio-objektile antav ergutussignaal kui ka sünkroondetektori tugisisendile antav tugisignaal formeeritakse nelinurksena, seejuures mõlema signaali igasse poolperioodi vijakse sisse eelnevalt kindlaks määratud ajavahemike kestel nullise väärtsusega lõigud, kusjuures nimetatud lõigud on ergutussignaali ja tugisignaali puhul 10 erineva kestusega.

2. Meetod vastavalt nõudluspunktile 1, e r i n e b s e l l e p o o l e s t , et ühel signaalil on nullise väärtsusega lõigu pikkuseks iga poolperioodi kestel  $\pi/6$  ja teisel signaalil  $\pi/10$ .

15 3. Seade elektrilise bioimpedantsi mõõtmiseks, mis sisaldab sünfaasset ja kvadraatset mõõtekanalit (2 ja 2'), kvadraatsete juhtsignalide formeerijat (3) ning ergutussignaali ahelat, mille väljund on ühendatud bio-objekti (1) sisendiga (11), kusjuures formeerija (3) tugisignalide väljundid on ühendatud vastavalt sünkroondetektorite 20 (200 ja 200') tugipinge ahelaga, e r i n e b s e l l e p o o l e s t , et:

- kvadraatsete juhtsignalide formeerija (3) sisaldab kvadraatsete signalide generaatori (300) ja kaks bipolaarse nelinurksignaali formeerijat (320, 320');
- ergutussignaali ahelas on lühendatud impulsi formeerija (220''), mille juhtsisend (222'') on ühendatud kvadraatsete juhtsignalide generaatori abisignaali 25 väljundiga (332), sisend (221'') on ühendatud bipolaarse nelinurksignaali formeerija (320) väljundiga (322), ja mille väljund (223'') on ühendatud bio-objekti (1) sisendiga (11);
- sünfaasses mõõtekanalis (2) on sünkroondetektori (200) tugipinge ahelas lühendatud impulsi formeerija (220), mille juhtsisend (222) on ühendatud kvadraatsete juhtsignalide generaatori abisignaali väljundiga (333), sisend (221) on ühendatud 30 bipolaarse nelinurksignaali formeerija (320) väljundiga (322), ja mille väljund (223) on ühendatud sünkroondetektori (200) tugisisendiga (202);
- kvadraaturses mõõtekanalis (2') on sünkroondetektori (200') tugipinge ahelas

lühendatud impulsi formeerija (220'), mille juhtsisend (222') on ühendatud kvadraatuursete juhtsignaalide generaatori abisignaali väljundiga (334), sisend (221') on ühendatud bipolaarse nelinurksignaali formeerija (320') väljundiga (322'), ja mille väljund (223') on ühendatud sünkroondetektori (200') tugisisendiga (202');

5

4. Seade vastavalt nõudluspunktile 3, erineb selle poolest, et kvadraatuursete juhtsignaalide generaator sialdab etteantud järgu nihkeregistrit (301) ja kvadraatuurtrigerid (302, 303).
- 10 5. Seade vastavalt nõudluspunktile 3, erineb selle poolest, et sünkroondetektorid (200, 200') on koostatud analoogkorruti (204) baasil.
6. Seade vastavalt nõudluspunktile 3, erineb selle poolest, et sünkroondetektorid (200, 200') on koostatud lülitirežiimse korruti (205) baasil.

15

**Lühikokkuvõte**

- Elektrilise bioimpedantsi mõõtmise meetod ja seade erineb teistest tuntud lahendustest selle poolest, et nii bio-objektile rakendatud impulsikujuline perioodiline ergutussignaal
- 5 (elektrivool või -pinge) kui ka sünkroondetektori impulsikujuline perioodiline tugisignaal, on iga poolperioodi jooksul teatud kindlate ettemääratud ajavahemike kestel nullise väärtsusega, kusjuures nende nullise väärtsusega ettemääratud ajavahemike kestus on ergutussignaalil ja tugisignaalil erinev.
- 10 Impulsikujuliste nelinurksignaalide kasutamise tagab seadme lihtsa lahenduse ja väikese energiatarbe ning kirjeldatud meetod tagab impedantsi mõõtmise täpsuse tunduva suurenemise bio-objekti ergutussignaali ja sünkroondetektori tugisignaali kõrgemate harmooniliste mõju järsu vähendamisega, mis saavutatakse nelinurksignaalide nullise väärtsuse omistamisega ettemääratud ajavahemikes.

**Abstract**

A method of electrical bio-impedance analysis and a device corresponding to the method is characterized in that the rectangular form excitation signal (current or voltage) applied to the bio-object and the rectangular form reference signal of the synchronous detector contain zero-value segments at the predetermined time interval in each half period of the signal and that those time intervals are different for the excitation and reference signals.

- 10 The use of the rectangular form signals ensure that the device has simple design and low power consumption and the given method ensures the increased accuracy of the impedance analysis by decreasing the influence of the higher harmonics in the spectra of the excitation and reference signal of the synchronous detector to the measurement result by introducing the zero-value segments at the predefined time intervals into the  
15 rectangular form signals.

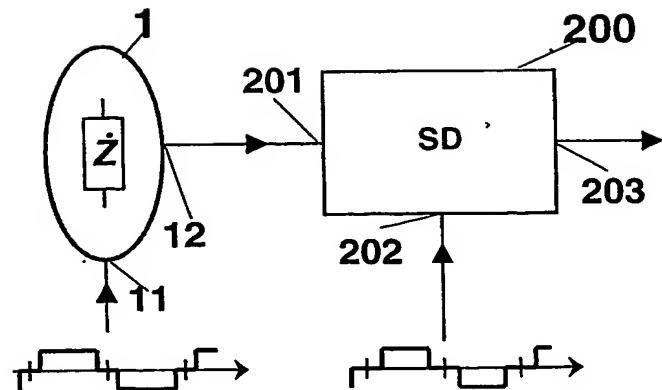


FIG. 1

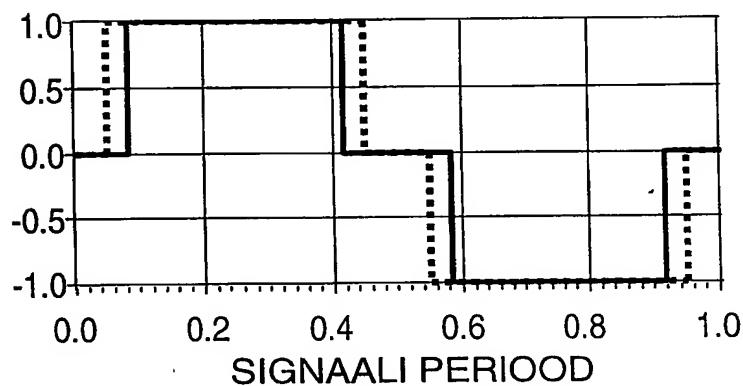


FIG. 2A

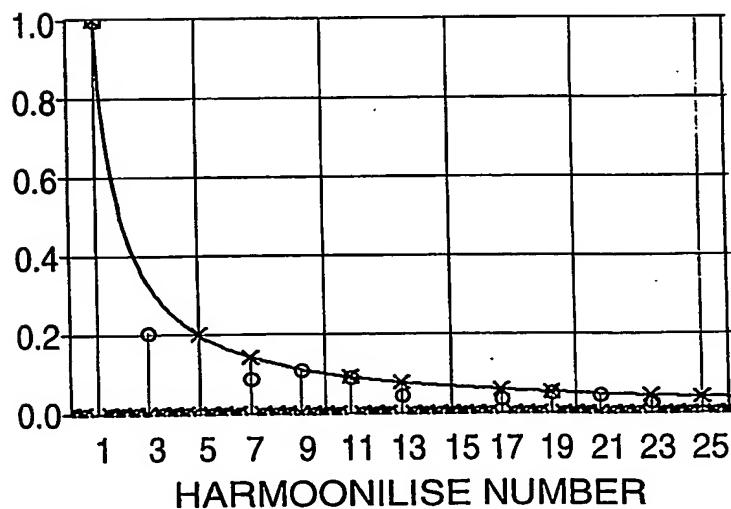


FIG. 2B

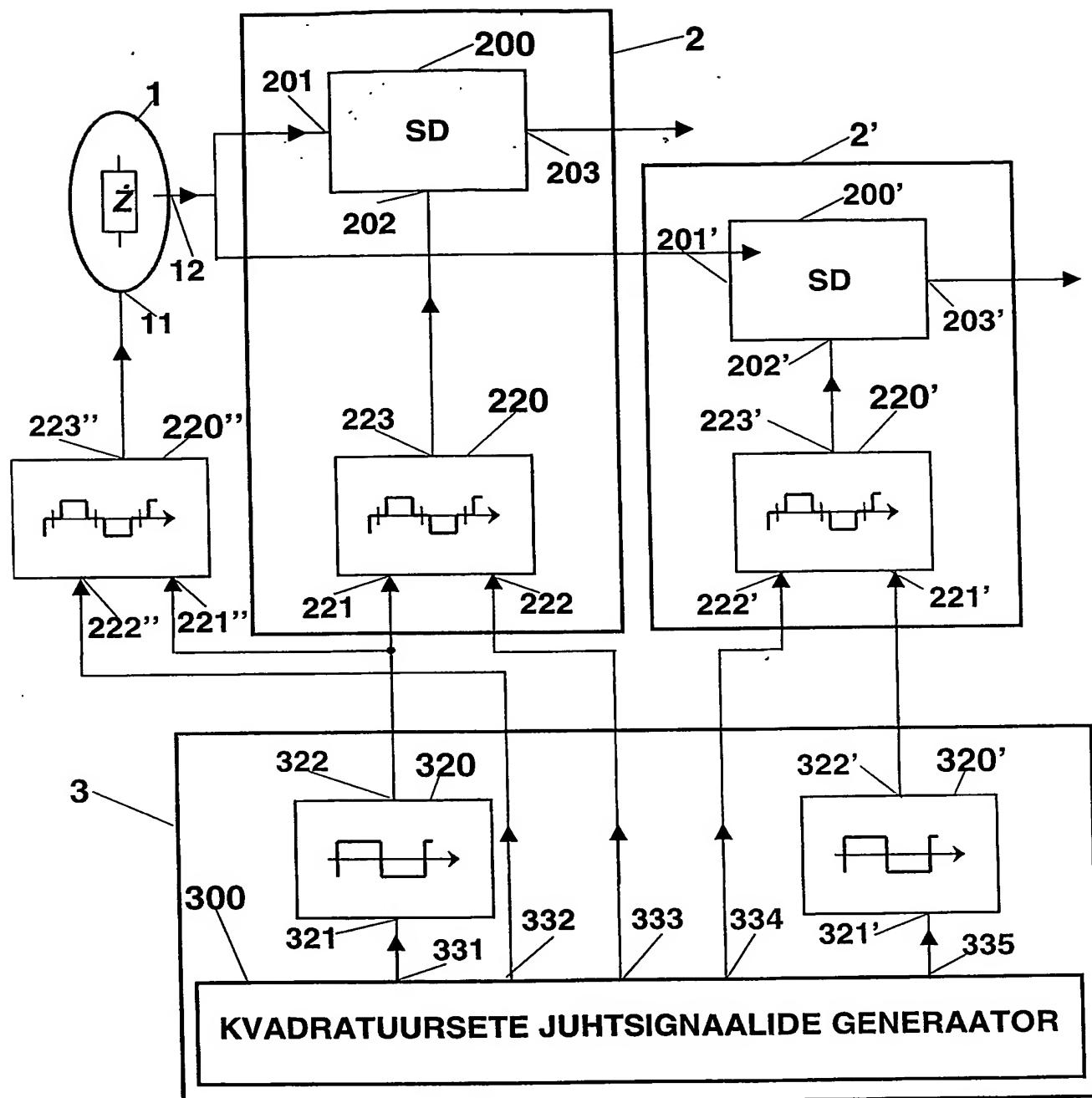


FIG. 3

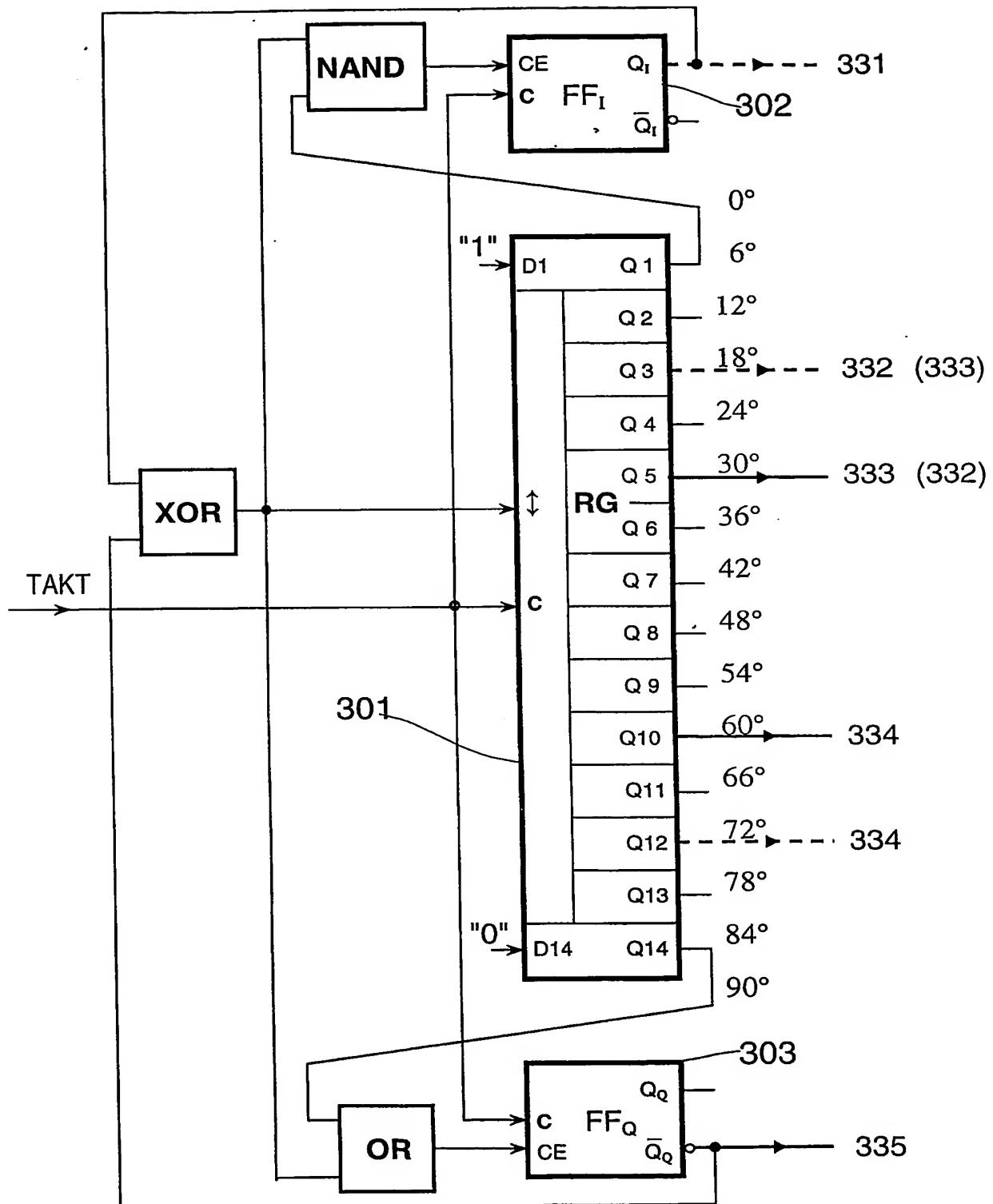


FIG. 4

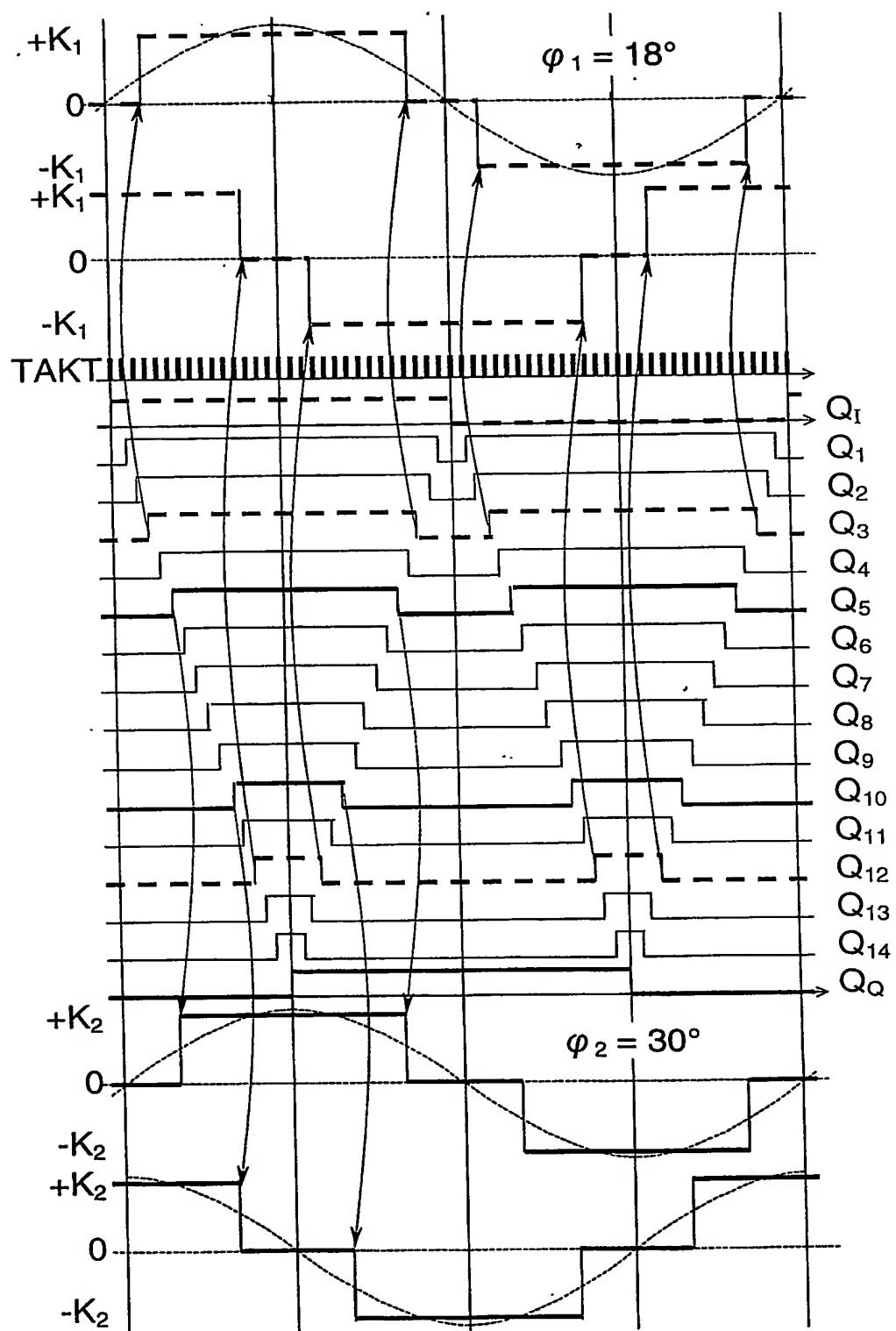


FIG. 5

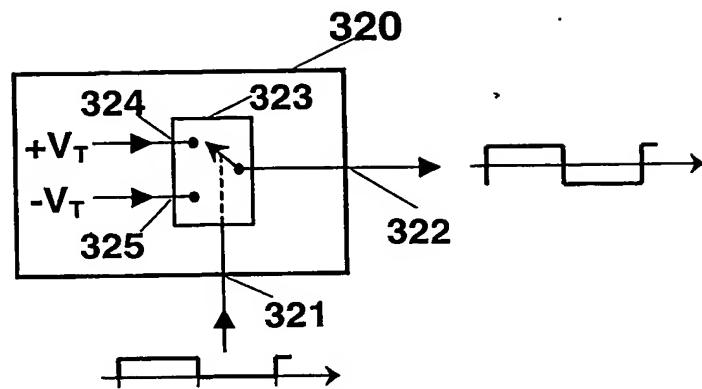


FIG. 6

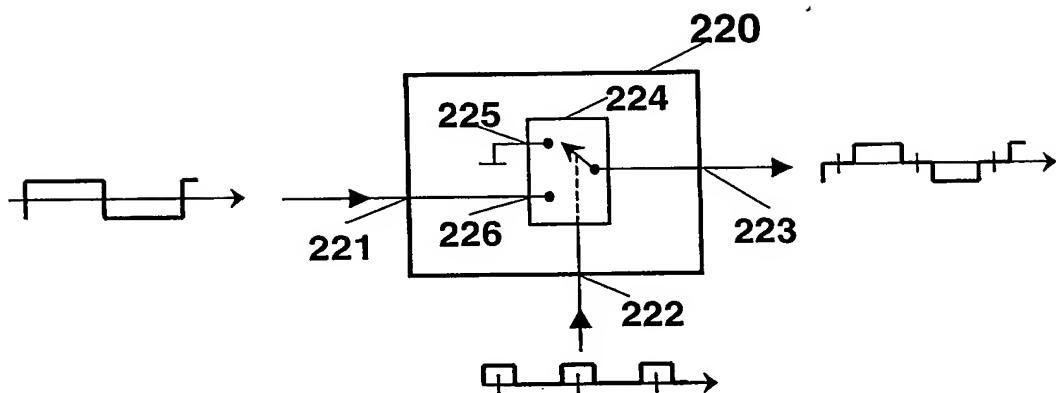


FIG. 7

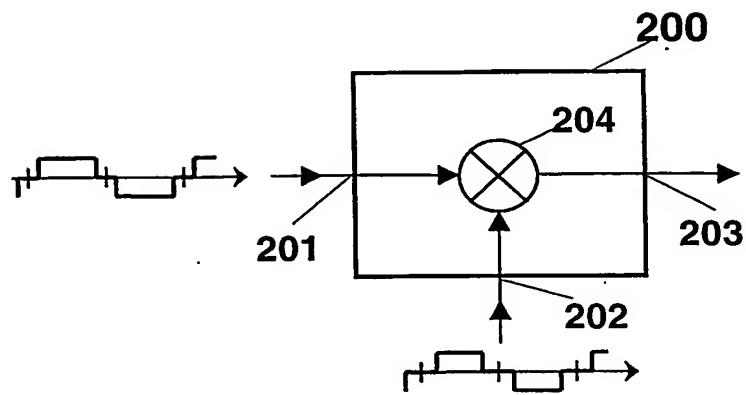


FIG. 8A

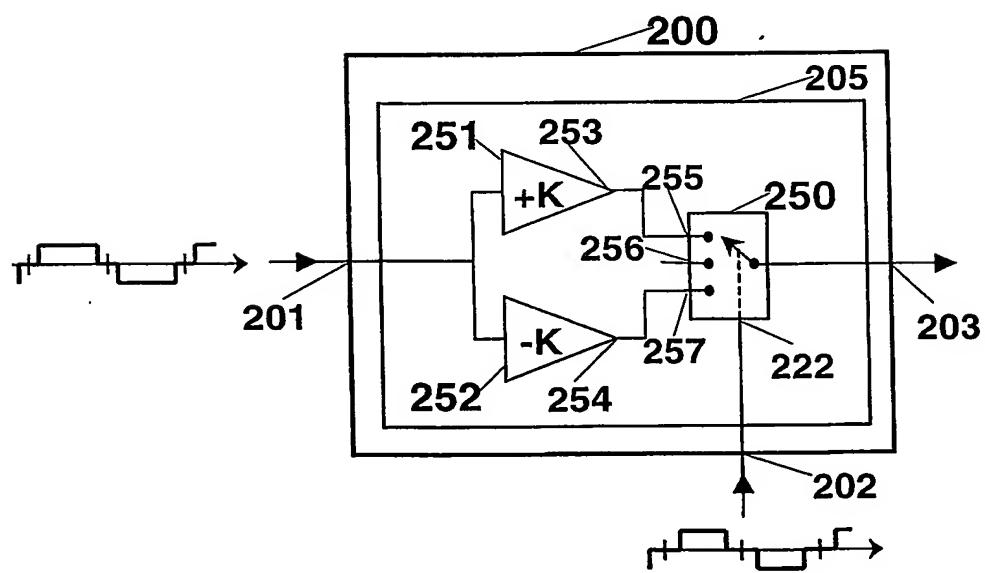


FIG. 8B